

FLUID DISPLAY DEVICE WITHIN TUBULAR BODY

Publication number: JP10094519 (A)

Publication date: 1998-04-14

Inventor(s): GOTO YOSHIHIRO +

Applicant(s): HITACHI MEDICAL CORP +

Classification:

- **international:** A61B5/00; A61B5/026; G06Q50/00; G06T1/00; G06T15/00; G09B9/00; A61B5/00; A61B5/026; G06Q50/00; G06T1/00; G06T15/00; G09B9/00; (IPC1-7): A61B5/00; A61B5/026; G06F19/00; G06T15/00; G06T7/00; G09B9/00

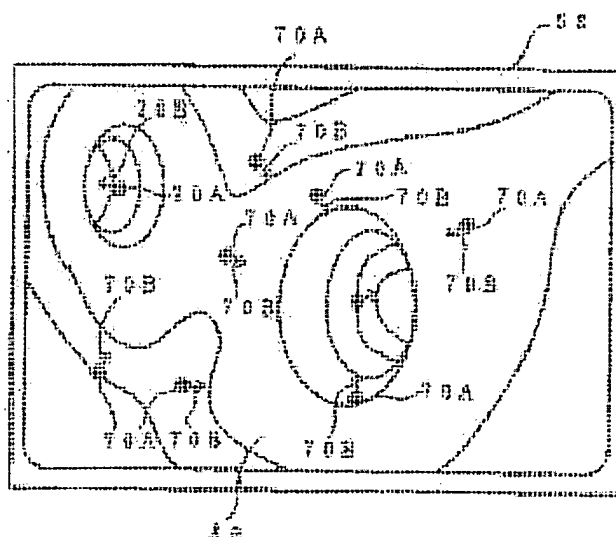
- **European:** A61B5/026

Application number: JP19960250650 19960920

Priority number(s): JP19960250650 19960920

Abstract of JP 10094519 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a fluid display device within a tubular body which enables visual determination of the flow of a fluid within the tubular body such as blood vessel. **SOLUTION:** A three-dimensional image 80 of an internal wall of a blood vessel is displayed on a CRT58 from a piled three-dimensional image obtained by piling up a plurality of tomographic images containing a volume image. Coordinates of the internal wall of the blood vessel are extracted from the piled three-dimensional image to calculate a flow velocity vector at points in the blood vessel as boundary condition. The direction of bloodstream is displayed by the arrows 70B... on the three-dimensional image of the internal wall of the blood vessel as shown on the CRT58 based on the resulting flow velocity vector. This enables visually capturing of how the blood in the blood vessel flows.



Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-94519

(43) 公開日 平成10年(1998) 4月14日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/00
5/026
G 0 6 F 19/00
G 0 6 T 7/00
15/00

A 6 1 B 5/00 D
G 0 9 B 9/00 Z
A 6 1 B 5/02 3 4 0 A
G 0 6 F 15/42 Z
15/62 4 1 5

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平8-250650

(22) 出願日 平成8年(1996) 9月20日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 後藤 良洋

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

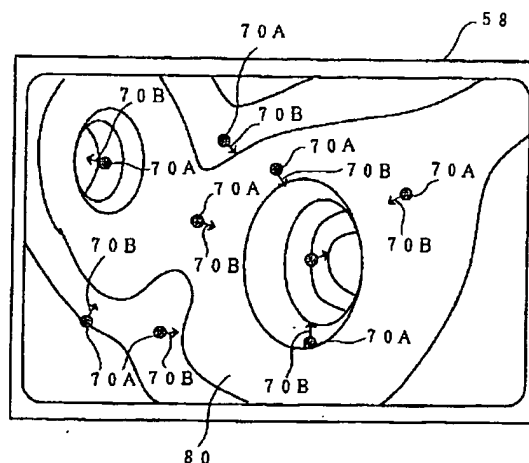
(74) 代理人 弁理士 松浦 憲三

(54) 【発明の名称】 管状体内の流体表示装置

(57) 【要約】

【課題】 血管等の管状体内の流体の流れを視覚的に把握することができる管状体内の流体表示装置を提供する。

【解決手段】 ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から血管内壁の三次元画像80をCRT58に表示するとともに、前記積上げ三次元画像から血管内壁の座標を抽出し、この血管内壁の座標を境界条件として血管内の各点における流速ベクトルを算出する。そして、求めた流速ベクトルに基づいて、CRT58に表示された血管内壁の三次元画像上に矢印70B、…によって血流の方向を表示する。これにより、血管内の血液の流れの様子を視覚的に把握できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から管状体内壁の疑似三次元画像を画面上に表示する管状体内壁表示手段と、前記積上げ三次元画像から管状体内壁の座標を検出する管状体内壁座標検出手段と、前記管状体内壁座標検出手段によって検出した管状体内壁の座標を境界条件として該管状体内の各点における流速ベクトルを算出する流速算出手段と、前記流速算出手段によって算出された前記管状体内の各点における流速ベクトルに基づいて、前記管状体内壁表示手段によって表示された前記管状体内壁の疑似三次元画像と対比させて流体の流れを表示する流体表示手段と、から成ることを特徴とする管状体内の流体表示装置。

【請求項2】 前記流体表示手段は、前記管状体内壁の疑似三次元画像上に前記流体の流れの方向を矢印で表示することを特徴とする請求項1の管状体内の流体表示装置。

【請求項3】 前記流体表示手段は、前記管状体内壁の疑似三次元画像上に前記流体の流れの方向を該流体の流れの方向に沿った流線で表示することを特徴とする請求項1の管状体内の流体表示装置。

【請求項4】 前記管状体は血管であり、前記流体は血液であることを特徴とする請求項1の管状体内の流体表示装置。

【請求項5】 前記流体表示手段は、心臓の鼓動の変化に基づいて前記流体の流れを時間変化させて表示することを特徴とする請求項4の管状体内の流体表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は管状体内の流体表示装置に係り、特に、血管等の管状体内の疑似三次元画像に血液等の流体の流れを重ねて表示する管状体内の流体表示装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、飛行機的设计などにおいて翼周辺の空気の流れの様子を計算機で再現し表示することがある。一般に、流れの様子を計算機で再現するには、後述のナビエ・ストークスの偏微分方程式を、境界条件と初期条件のもとで、差分法、有限要素法、または境界要素法などにより解く必要がある。飛行機の翼のように人工物の場合には、設計者が決めた形すなわち境界を境界条件として適当な初期条件を与えればナビエ・ストークスの偏微分方程式を解くことができ、空気の流れのを再現することができる。

【0003】ところで近年、医療の分野において被検体の臓器等の診断のためにX線CT装置やMRI装置等の診断装置が使用されるようになってきている。これらの診断装置によれば、所望の対象部位の断層像の画像データ

(CTデータ)を収集し、その収集した画像データから画像処理によって所望の臓器等のみの画像データを抽出することができ、その臓器の所望位置から観察した模擬三次元画像を生成することができる。

【0004】現在、このような診断装置を用いることによって、血管部位を抽出して血管の内壁を観察することができるようになり、コレステロール等により血管が閉塞している異常部位を診断することができるようになっていく。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら従来の診断装置では、血管内壁の形状が表示されても実際の血液の流れまでは表示されず、血管内の血流の様子を容易に把握することができなかった。また、医療の分野に限らず工業の分野等においても配管等の管状体の断層像を収集し、収集した断層像から管状体内壁の腐食等の様子を非破壊検査することが血管の診断の場合と同様に行われている。しかしながら、この場合においても管状体内の流体の流れの様子は把握できず、十分な診断ができなかった。

【0006】本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、血管等の管状体内の流体の流れを視覚的に把握することができる管状体内の流体表示装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は前記目的を達成するために、ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から管状体内壁の疑似三次元画像を画面上に表示する管状体内壁表示手段と、前記積上げ三次元画像から管状体内壁の座標を検出する管状体内壁座標検出手段と、前記管状体内壁座標検出手段によって検出した管状体内壁の座標を境界条件として該管状体内の各点における流速ベクトルを算出する流速算出手段と、前記流速算出手段によって算出された前記管状体内の各点における流速ベクトルに基づいて、前記管状体内壁表示手段によって表示された前記管状体内壁の疑似三次元画像と対比させて流体の流れを表示する流体表示手段と、から成ることを特徴としている。

【0008】本発明によれば、ボリューム画像を含む複数の断層像を積み上げた積上げ三次元画像から管状体内壁の疑似三次元画像を画面上に表示するとともに、前記積上げ三次元画像から管状体内壁の座標を検出し、この検出した管状体内壁の座標を境界条件として管状体内の各点における流速ベクトルを算出する。そして、求めた流速ベクトルに基づいて、画面に表示された管状体内壁の疑似三次元画像と対比させて流体の流れを表示する。

【0009】これにより、管状体内の流体の流れの様子を視覚的に把握でき、管状体内部の欠陥部位を容易に検出することができるようになる。

【0010】

【発明の実施の形態】以下添付図面に従って本発明に係る管状体内の流体表示装置の好ましい実施の形態について詳説する。本発明に係る管状体内の流体表示装置の一実施例として以下血管内の血液の流れを表示する血流表示装置について説明する。血流表示装置は、例えばX線CT装置やMRI装置などの医用画像診断装置で被検体の対象部位について収集した医用画像データから血管部位の画像データを抽出し、図3に示すような3次元画像で血管内壁を表示するとともに、血管内の血液の流れを血管内壁の形状に基づいて計算し、その様子を表示するものである。

【0011】図1は、この血流表示装置のハードウェア構成を示すブロック図である。同図に示すように各構成要素の動作を制御する中央演算処理装置（CPU）50と、装置の制御プログラムが格納された主メモリ52と、複数の断層像及び画像再構成プログラム等が格納された磁気ディスク54と、再構成された画像データを表示するために記憶する表示メモリ56と、この表示メモリ56からの画像データを表示する表示装置としてのCRT58と、位置入力装置としてのマウス60と、マウス60の状態を検出してCRT58上のマウスポインタの位置やマウス60の状態等の信号をCPU50に出力するマウスコントローラ62と、各種の操作指令等を入力するキーボード64と、上記各構成要素を接続する共通バス66とから構成される。

$$X = \{ (D-d1) / (d0-d1) \} \times (x0-x1) + x1 \quad \cdots (1)$$

$$Y = \{ (D-d1) / (d0-d1) \} \times (y0-y1) + y1 \quad \cdots (2)$$

$$x0 = \{ (d0-d1) / (D-d1) \} \times (X-x1) + X \quad \cdots (3)$$

$$y0 = \{ (d0-d1) / (D-d1) \} \times (Y-y1) + Y \quad \cdots (4)$$

投影された画像を投影面21に相当する表示画面（図示せず）上に、縦512画素×横512画素で表示するとき、X、Yは-256から+256までの値を取る。それぞれのX、Yに対してd0の断層像23A上では上掲（3）、（4）式によりx0、y0が決まり、どの点が投影すべきかが決まる。断層像23Aは複数あって、d0も複数個あるので、1組のX、Yに対して複数の投影すべき点x0、y0が決まる。

【0016】同様の座標系において、断層像23Aの他にも断層像23B～23Eを用意し、y軸方向から見た図を図10（a）に示す。この図10（a）において、断層像23A～23Eは同一対象物について同一方向に等間隔で得られた断層像（図示例では等間隔であるが、必ずしも等間隔である必要はない）であり、断層像23Bには、臓器領域B1、B2、B3が強調して書いてある。臓器領域B1、B2、B3を投影面21に投影するとB1'、B2'、B3'となる。同様に、断層像23Cの臓器領域C1、C2を投影面21に投影するとC1'、C2'となる。ここで、投影データ（ここでは、B1'、B2'、B3'；C1'、C2'）を表示メモリ（図示せず）に書く時は、三次元的効果を出した

【0012】以下、図2のフローチャートを用いて上記血流表示装置の作用について説明する。まず、CPU50は磁気ディスク54に格納された断層像のデータから対象部位の血管内壁の三次元画像を中心投影法を用いて構成する（例えば、図3に示したような画像）。ここで、中心投影法について説明すると、中心投影による投影面への各断層像の投影に当たっての、各断層像の画素座標の投影面上の座標への変換は次のように行われる。

【0013】図9に示す例では、説明を簡単化するため投影面と断層像面、更にはx-y面が各々平行であるように座標系をとっている。この図9において、x、y、zは三次元座標系（x、y、z）の各軸、e点（x1、y1、d1）は視点eの位置、P点（X、Y）は投影面（表示画面に相当する）21上の点、S点（x0、y0、d0）はe点（x1、y1、d1）とP点（X、Y）を通る直線22と断層像23Aと交わる点、である。

【0014】また、Dは投影面21の投影面21の位置（z軸上）で、任意に設定可能である。d0は断層像23Aの位置（z軸上）で、計測時に決まる。d1は視点eのz座標、である。これによれば、次の式が成り立つ。

【0015】

【数1】

めに、視点eから見てより遠くに存在する投影データを先に書き込み、それより近くの投影データは後から上書きする。したがってここでは、投影データC1、C2より投影データB1、B2、B3の方が視点eより遠くに存在するので、投影データB1'、B2'、B3'を先に書いて、投影データC1'、C2'は後から上書きすることになる。なお図10（a）では、投影データB1'、B2'、B3'；C1'、C2'は各々投影面21から離して示しているが、これは表示メモリに書き込み投影データB1'、B2'、B3'；C1'、C2'の順番を判り易くしたために過ぎず、最初にかかれる投影データB1'、B2'、B3'も、それに上書きされる投影データC1'、C2'も実際には投影面21上に書かれる。

【0017】図10（b）は、図10（a）よりも一般化して示したもので、投影面と断層像面が平行でない場合の例である。この場合は、断層像23A、23B、23C…から補間演算で投影面21と平行な面に向けられた断層像23a、23b、23c…を作っておく必要がある。その他は、図10（a）の場合と同様である。なお、b1'；c1'、c2'；d1'は、補間演算され

た断層像23b, 23c, 23d上の臓器領域b1; c1, c2; d1の投影データである。

【0018】図11は、視点、断層像及び投影面がより複雑な位置関係をもった場合の中心投影による座標変換を説明するための図で、断層像23上のS点(x0, z0, y0)の投影結果が投影平面上のP点(x, y, z)になることを示す。この図11において、中心投影による投影平面21への断層像23の投影に当たって、断層像23の画素座標の投影平面21上の座標への変換は次のように行われる。

【0019】ここで、aはx軸と投影平面21の交わる点、bはy軸と投影平面21の交わる点、cはz軸と投

$$(x/a) + (y/b) + (z/c) = 1 \quad \dots (5)$$

で表わされる。また、e点(x1, y1, z1)とP点(x, y, z)を通る直線22は

$$(x0-x)/(x1-x) = (y0-y)/(y1-y) = (z0-z)/(z1-z) \quad \dots (6)$$

で与えられる。投影平面21がC1点(xc1, yc1, zc1)を通るとき、

【0024】

【数4】

$$k1 = \sin \alpha$$

$$k2 = \cos \alpha / \sin \beta$$

$$k3 = \cos \alpha \cdot \cos \beta / \sin \beta$$

$$z = [X \cdot k1 - Y \cdot k2 - yc1 \cdot k3 - \{(ci \cdot k3 \cdot zc1) / bi\} + \{(ai \cdot k3 \cdot X) / (bi \cdot \cos \alpha)\} - \{(ai \cdot k3 \cdot xc1) / bi\}] / [1 - \{(ci \cdot k3) / bi\} + \{(ai \cdot k3 \cdot \sin \alpha) / (bi \cdot \cos \alpha)\}] \quad \dots (7)$$

$$x = (X - z \cdot \sin \alpha) / \cos \alpha \quad \dots (8)$$

$$y = [yc1 + \{-ci \cdot (z - zc1) - ai \cdot (x - xc1)\}] / bi \quad \dots (9)$$

ここで、上記C1点(xc1, yc1, zc1)には、例えば、視点e(x1, y1, z1)から投影平面21に下ろした垂線と投影平面21の交わる点(この点と視

影平面21の交わる点、である。

【0020】また、 α は原点から投影平面21に下ろした垂線をz-x面に投影した線がx軸となす角、 β は前記垂線がx-z面となす角、e点(x1, y1, z1)は視点eの位置、P点(x, y, z)は投影面(表示画面に相当する)21上の点、S点(x0, z0, y0)はe点(x1, y1, z1)とP点(x, y, z)を通る直線22と断層像23の交わる点、とすると、次の式が成り立つ。

【0021】まず、投影平面21は

【0022】

【数2】

【0023】

【数3】

$$ai = 1/a$$

$$bi = 1/b$$

$$ci = 1/c$$

として、

【0025】

【数5】

点e間の距離はh)として、

【0026】

【数6】

$$zc1 = z1 + -[h / \sqrt{1 + (c^2/a^2) + (c^2/b^2)}] \quad \dots (10)$$

$$xc1 = x1 + \{c \cdot (z1 - zc1) / a\} \quad \dots (11)$$

$$yc1 = y1 + \{c \cdot (z1 - zc1) / b\} \quad \dots (12)$$

を使ってもよい。

【0027】投影された画像を投影平面21に相当する表示画面(図示せず)上に、縦512画素×横512画素で表示するとき、X, Yは-256から+256までの値を取る。それぞれのX, Yに対して上掲(7)、(8)、(9)式によりx, yが決まる。e点のx1,

$$x0 = \{(d0 - y) / (y1 - y)\} \times (x1 - x) + x \quad \dots (13)$$

$$z0 = \{(d0 - y) / (y1 - y)\} \times (z1 - z) + z \quad \dots (14)$$

断層像は複数あって、d0も複数個あるので、1組のX, Yに対して複数の投影すべき点x0, y0が決まる。

【0029】なお、図11中のRは視点eからS点まで

y1, z1は任意に与えるので、下掲(13)、(14)式により、y0=d0の断層像上で画素S点の座標x0, z0が決まる。

【0028】

【数7】

の距離を示すもので、このRはP点の画素値(輝度)を求める際のパラメータとなる。P点の画素値は、設定された画素値(輝度)の最大値Rmaxから上記Rを引算した値に比例する。以上のような座標変換を、表示画面

に相当する投影平面21上の全ての点について行う。また、全ての断層像23について行う。実際に表示される点は、投影上のしきい値の条件を満たす複数の点のうち視点に最も近い点である。

【0030】尚、血管内壁の三次元画像表示に関しては、特願平4-143496号明細書に記載されている。このようにして血管内壁の三次元画像の構成し、この三次元画像の構成に使用した画素点の座標（表示点に対応する元のCT画像上の点の座標）を磁気ディスク54（又は主メモリ52）に格納する。（図2ステップ

1）。

【0031】次にCPU50は、磁気ディスク54に格納した血管内壁の座標に基づいて血管内における血液の速度を算出する（図2ステップ2）。ここで、血液の速度の算出方法について説明する。一般的に速度と圧力を流れの未知量とする方程式系は、デカルト座標系（x、y、z座標系）において以下の様に表現される。

【0032】

【数8】

$$\partial u / \partial x + \partial v / \partial y + \partial w / \partial z = 0 \quad \cdots (15)$$

【0033】

【数9】

$$\begin{aligned} & \partial u / \partial t + u \cdot \partial u / \partial x + v \cdot \partial u / \partial y + w \cdot \partial u / \partial z \\ & = -\partial^2 P / \partial x^2 + (\partial^2 u / \partial x^2 + \partial^2 u / \partial y^2 + \partial^2 u / \partial z^2) \\ & \quad / Re \end{aligned}$$

$\cdots (16)$

【0034】

【数10】

$$\begin{aligned} & \partial v / \partial t + u \cdot \partial v / \partial x + v \cdot \partial v / \partial y + w \cdot \partial v / \partial z \\ & = -\partial^2 P / \partial y^2 + (\partial^2 v / \partial x^2 + \partial^2 v / \partial y^2 + \partial^2 v / \partial z^2) \\ & \quad / Re \end{aligned}$$

$\cdots (17)$

【0035】

【数11】

$$\begin{aligned} & \partial w / \partial t + u \cdot \partial w / \partial x + v \cdot \partial w / \partial y + w \cdot \partial w / \partial z \\ & = -\partial^2 P / \partial z^2 + (\partial^2 w / \partial x^2 + \partial^2 w / \partial y^2 + \partial^2 w / \partial z^2) \\ & \quad / Re \end{aligned}$$

$\cdots (18)$

ここで、式（15）は質量の保存則を記述する連続の式、（16）乃至（18）は運動量保存法則を記述するナビエ・ストークス（以降N-Sと称す。）方程式である。ただし、Pは圧力、u、v、wは流れの速度成分、Reはレイノルズ数、tは時間を表している。

【0036】そして、上述の式（15）乃至（18）の方程式に初期条件及び境界条件を与えて、各位置における血流の速度及び圧力を算出する。境界条件の設定には、磁気ディスク54に記録しておいた座標、すなわち三次元画像の構成に使われた画素点の座標（血管壁、即ちしきい値の条件を満たす点の座標）を使う。

$$u(x, y, z, 0) = u_0(x, y, z) \quad \cdots (19)$$

【0039】

【数13】

$$v(x, y, z, 0) = v_0(x, y, z) \quad \cdots (20)$$

【0040】

【数14】

$$w(x, y, z, 0) = w_0(x, y, z) \quad \cdots (21)$$

【0041】

【数15】

$$P(x, y, z, 0) = P_0(x, y, z) \quad \cdots (22)$$

また、圧力Pは心臓の鼓動により発生する圧力を模擬するので周期的に変化する関数（三角関数、またはその組み合わせなど）で近似する場合もある（図4に時間による圧力Pの変化の様子を示す）。例えば、Δを心臓の位

相を表すパラメータとして、

【0042】

【数16】

$$P(x, y, z, 0) = (\text{定数}7 - \cos(\Delta)) \cdot P_0(x, y, z) \quad \cdots (23)$$

【0037】例えば、簡単のため、この点（xb、yb、zb）で血流の速度が至る所で一定でu0、v0で、圧力もP0と仮定すると、境界条件は

$$u(xb, yb, zb, t) = u_0$$

$$v(xb, yb, zb, t) = v_0$$

$$w(xb, yb, zb, t) = w_0$$

$$P(xb, yb, zb, t) = P_0$$

また、初期条件として、時刻t=0のとき

【0038】

【数12】

としてもよい。 $u0(x, y, z)$, $v0(x, y, z)$, $w0(x, y, z)$, $P0(x, y, z)$ の値は初期値として磁気ディスクに格納しておいたものを使う。あるいは、高次曲線の関数を使い、その場で発生させてもよい。

【0043】例えば、マウス60で指定した血管の中心を (xc, yc, zc) としたとき

$$u0(x, y, z) = \text{定数1} - \text{定数2} \cdot ((x - xc)(x - xc) + (y - yc)(y - yc) + (z - zc)(z - zc))$$

$$v0(x, y, z) = \text{定数3} - \text{定数4} \cdot ((x - xc)(x - xc) + (y - yc)(y - yc) + (z - zc)(z - zc))$$

$$w0(x, y, z) = \text{定数5} - \text{定数6} \cdot ((x - xc)(x - xc) + (y - yc)(y - yc) + (z - zc)(z - zc))$$

$$P0(x, y, z) = \text{定数7} - \text{定数8} \cdot ((x - xc)(x - xc) + (y - yc)(y - yc) + (z - zc)(z - zc))$$

で近似してもよい。

【0044】尚、本発明は、ナビエ・ストークスの偏微分方程式の数値解法を用いたが、(財)東京大学出版会1992年2月25日発行、安原充、大宮司久明編著「数値流体力学」15～40ページに詳述されている。特に、18ページには、Marker-and-Cell法による、速度と圧力の求め方が詳述されている。しかし、本発明は、この偏微分方程式の解法の方法には限定されない。

【0045】以上、CPU50は上記数値計算を行い、血管内の各点における血液の速度及び圧力を算出し、図5又は図6に示すような血流の様子を示した血流表示画像を血管内壁の三次元画像80に重ねてCRT58に表示する(図2ステップ3)。図5の血流表示画像では、CRT58に血管内壁の三次元画像80が表示されるとともに血管内部の任意に選択された点(図中の丸印70A、70A、…で示された点であり、この点の座標は予め空間座標上に設定しておいてもよいし、又はランダムに指定する等どのような方法で決定してもよい。)における血流の方向が矢印70B、70B…で表示される。尚、丸印70A、70A、…や矢印70B、70B、…は、血管内壁の表示と同様に中心投影法を用いて三次元的に表示するようにしてもよい。

【0046】また、図6の血流表示画像では、CRT58に血管内壁の三次元画像80が表示されるとともに、任意に選択された点を通る流線72A、72A、…(血流の方向に沿った線)によって血流の方向が表示される。以上説明した表示される血流表示画像によれば、血管内の血液の流れの様子が視覚的に即座に把握でき、血管の異常箇所を容易に見つけることができるようになる。

【0047】尚、上記実施の形態ではある瞬間の血流を

静止画で表示していたが、心臓の動きに応じて血流を動画で表示するようにしてもよい。例えば、呼吸の動きに伴う臓器の三次元画像の動画の構成に関しては、特願平4-243231号明細書に記載されている。この特願平4-243231号明細書では呼吸位相により画像を分類し、分類画像毎に三次元画像を構成し、連続表示することで動画表示を実現しているが、本発明の血管の動画表示の場合には、呼吸位相で分類する代わりに、心臓の動きの位相で画像を分類すれば動画を実現することができる。

【0048】血管の動画に合わせた血流の動画表示には、式(23)の位相 Δ を変化させた初期条件と血管内壁の三次元画像表示に使った画素点の座標での、各位相での境界条件(19)-(22)を使う。例えば、動画の表示では図6に示した表示画像を使用すると図7(A)、(B)、(C)のように表示され、心臓の鼓動に応じた血流の変化が把握できるようになる。

【0049】また、上記実施の形態では、血流を矢印や流線によって表示していたが、これに限らず、例えば、血液を模した多数の粒子を実際に血管内で移動させて血流の様子を表してもよい。また、上記実施の形態では、N-S方程式により血流を算出していたが、簡単な演算によって血流を簡略表示するようにしてもよい。例えば、簡略表示では、単位時間あたりの流量が同じであることを利用する。図8(A)の血管の三次元画像80において、水平方向に断面をとり(図8(A)の断面像82参照)、血液流体の断面積を S_i ($i=1, 2, 3, \dots$)として、単位時間あたりの移動距離を Δi ($i=1, 2, 3, 4, \dots$)とすると、近似的に

$$\Delta 1 \cdot (S_1 + S_2) / 2 = \Delta 2 \cdot (S_2 + S_3) / 2$$

$$\Delta 2 \cdot (S_2 + S_3) / 2 = \Delta 3 \cdot (S_3 + S_4) / 2$$

……………

が成り立つ。

【0050】面積 S_i ($i=1, 2, 3, \dots$)は三次元画像からわかるので Δi ($i=1, 2, 3, 4, \dots$)がわかる。また、これをもとに、図8(B)に示すような動画を作ることができる。この血流表示画像では3点("●" 74A、"○" 74B、"×" 74C)が3直線の交点を中心に(この中心点はマウス60で指定)血液が流れて広がる様子を示す。

【0051】以上、上記実施の形態では血管内の血流の様子を表示する血流表示装置について説明したが、本発明はこれに限定されず、原子炉の各種パイプ内のつまり具合の表示などにも適用できる。一般に管状物内の流体表示であれば適用できる。

【0052】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、管状体内壁の疑似三次元画像を表示するとともに、その管状体内の流体の流れの様子を表示するようにしたため、

管状体内の流体の流れの様子を視覚的に把握でき、管状体内部の欠陥部位を容易に検出することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明が適用される血流表示装置の一実施の形態を示した構成図である。

【図2】図2は、本発明が適用される血流表示装置の処理手順を示したフローチャートである。

【図3】図3は、血管内壁の三次元画像の一例を示した図である。

【図4】図4は、心臓の鼓動により発生する血液の圧力の時間変化を示したグラフである。

【図5】図5は、血流表示画像の一例を示した図である。

【図6】図6は、血流表示画像の一例を示した図である。

【図7】図7は、血流表示画像を動画で表示した場合の画像の変化の一例を示した図である。

【図8】図8は、血流表示画像の簡易表示の説明に用い

た説明図である。

【図9】図9は、三次元画像構成方法における断層像画素座標の投影面上の座標への変換を説明するための図である。

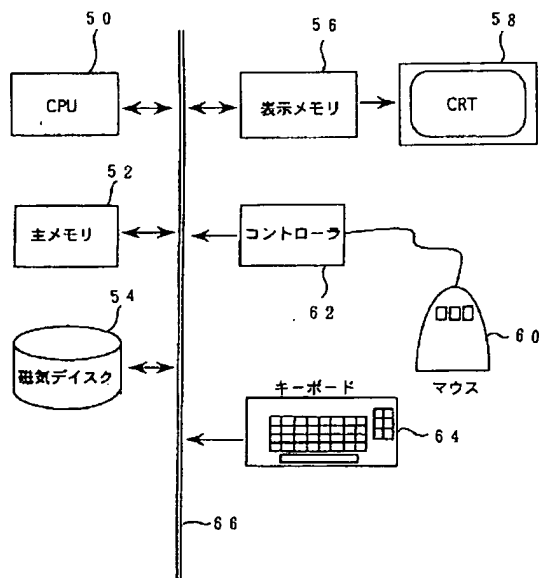
【図10】図10は、複数の断層像についての画素座標の投影面上の座標への変換を説明するための図である。

【図11】図11は、視点、断層像及び投影面がより複雑な位置関係をもった場合の中心投影による座標変換を説明するための図である。

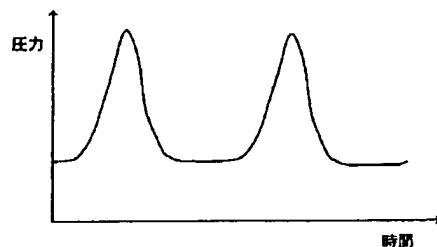
【符号の説明】

50…CPU
52…主メモリ
54…磁気ディスク
56…表示メモリ
58…CRT
60…マウス
62…コントローラ
64…キーボード
66…バス

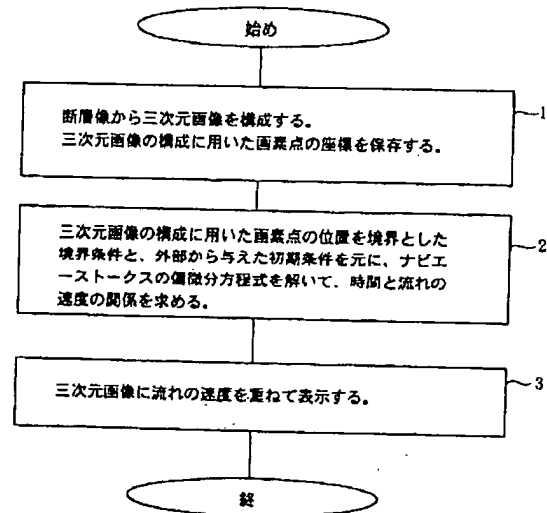
【図1】



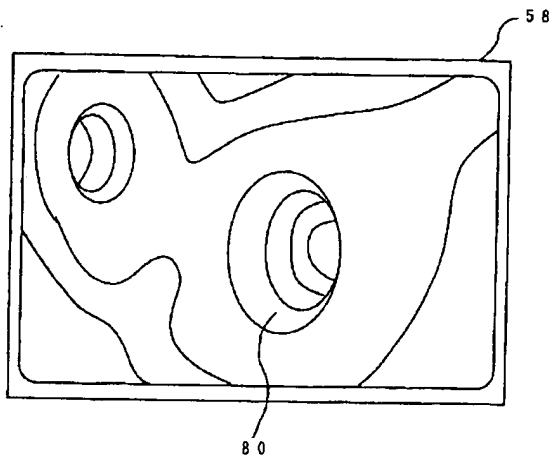
【図4】



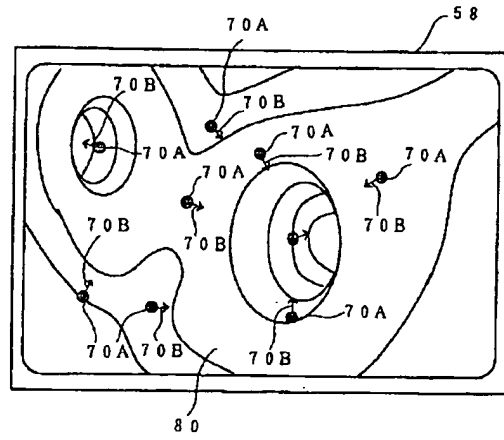
【図2】



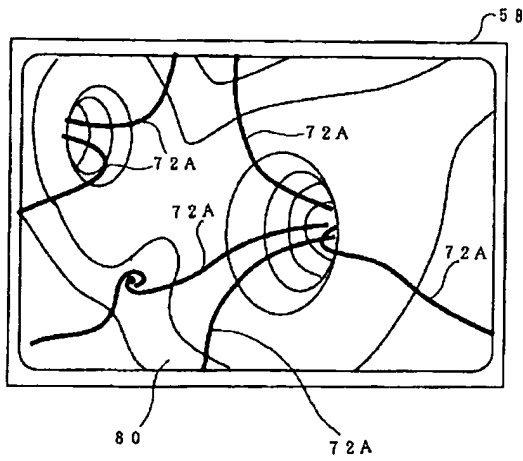
【図3】



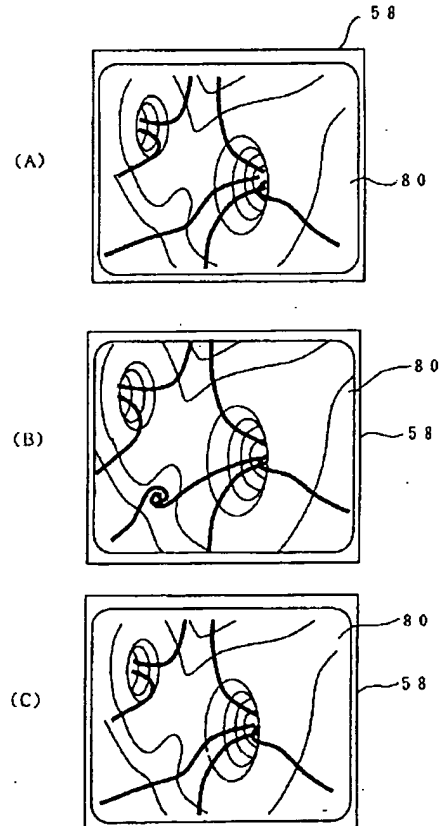
【図5】



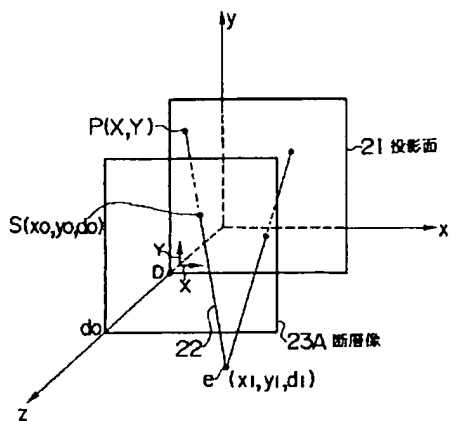
【図6】



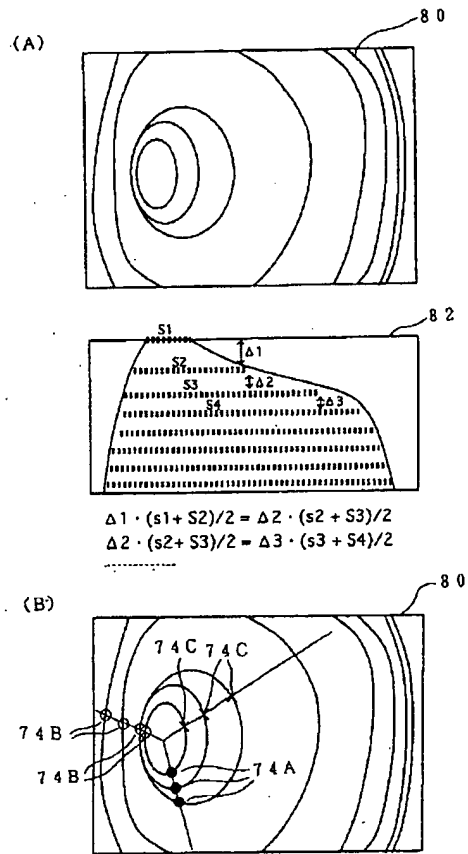
【図7】



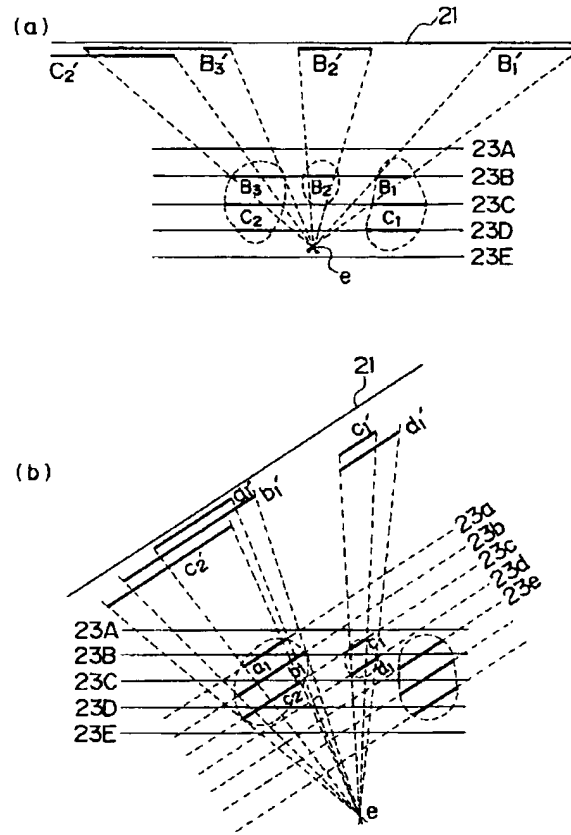
【図9】



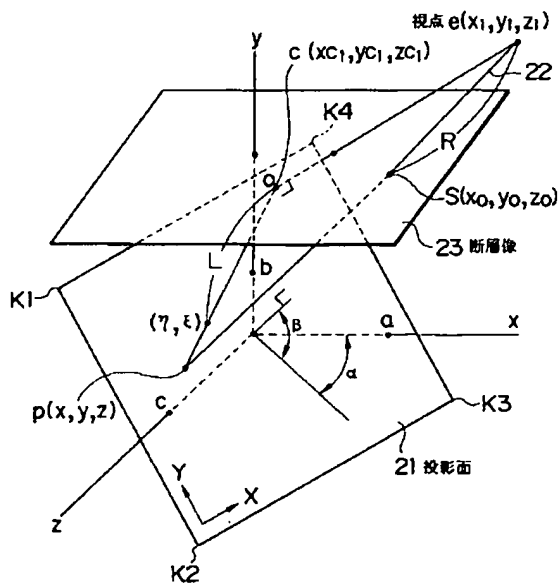
【図8】



【図10】



【図11】



、 、 、 、

、 、 (1 0) 特開平 1 0 - 9 4 5 1 9

フロントページの続き

(51)Int. Cl. ⁶	識別記号	F I	
G 0 9 B 9/00		G 0 6 F 15/72	4 5 0 K

・